

座位安静時の心拍変動に関する検討

本 多 薫

(文化システム専攻心理・情報領域担当)

1. はじめに

人間工学とは、「システムにおける人間と他の要素との相互作用を理解するための科学的学問であり、人間の福利とシステムの総合的性能との最適化を図るため、理論・原則・データ・設計方法を有効活用する独立した専門領域である (International Ergonomics Association)」と定義されている¹⁾。この人間と他の要素との相互作用を理解するためには、生体への影響やその反応を定量的、客観的に捉える生体計測の手法や技術が求められる。この生体計測は、多くの場合には人間の生体の中で発生する生体信号 (生体情報) を記録し、それを統計学的な処理やスペクトル解析等を行い生体の反応を定量的に捉えることが一般的である。生体信号には、脳波、心拍、筋電など多くのものがあるが、人間工学に関する国際規格²⁾において、生体信号では「心拍変動 (variability of heart rate)」が取り上げられており、作業負荷の評価に有効であると考えられている。

心拍により、生体への影響やその反応を定量的、客観的に捉えるには、作業負荷を与える前の安静時の心拍と比較し、作業負荷により心拍がどのような変化を示したのかを見ることが多い。安静時の心拍数を 100 として、パーセントで表現することが一般的だと指摘する研究者もいる³⁾。しかし、安静時における心拍の測定条件 (姿勢、安静時間、環境等) が定められていないため、研究者によって測定条件は一定ではない。表 1 に過去 3 年に学術雑誌「人間工学」に掲載された論文のうち、心拍を測定しているものを抽出し、安静時の説明を抜粋した一覧を示す。表 1 より、安静心拍の測定時間は「座位閉眼 180s」、「椅座位にて 10 分間の順応を行った後に 5 分間の安静記録」など様々で

ある。姿勢は座位によることは共通しているが、閉眼と開眼の場合がある。また、心拍はわずかな環境変化や精神状態によって変化することから、安静心拍の測定は難しく、その再現性にも幅があると指摘されている⁴⁾。以上のように、座位安静時にどの程度、心拍が変動するのか不明な点が多い。

そこで、本研究では座位安静時の心拍 (R - R 間隔) を測定し、開眼時および閉眼時において、どの程度、心拍が変動するのかを分析し、安静時の心拍を基準とする場合において、考慮すべき条件を検討する。

2. 心拍変動解析

2.1 R - R 間隔と変動係数

心臓の働きを観察するのに最もよく使われるのが、心臓を挟んだ体表面に電極を貼り、心臓の活動を電氣的に記録する心電図 (electrocardiogram: ECG) である。心電図には心筋が収縮するときの一連の電気活動が現れるが、血液を左心室から大動脈に送り出すときに生じる大きな電気信号が発生するのが R 波である。この R 波と R 波の発生間隔の時間 (以下、R - R 間隔という) を抽出し、R - R 間隔の変動から生体負担や自律神経活動を捉えることが可能である。また、1 分間の R 波の回数を数えることにより、心拍数 (拍 / 分) を算出することができる。

また、個人により基礎代謝量等が異なるため、安静時の心拍数 (平均) は個人毎で差異が見られる。そのため、心拍変動を分析する場合には標準偏差ではなく、変動係数 Cv (coefficient of variation)⁵⁾を用いる。本研究においても、変動係数 Cv を用いることにする。なお、R - R 間隔の時間データ x_i をとした場合の変動係数の算出

表 1 学術誌「人間工学」に掲載された論文での安静時の説明

巻(号), 頁	安静時の説明文	姿 勢	開眼・閉眼	備 考
43(4), 187	被験者はマッサージチェアに着席した。(中略) 各 120s の「実験前安静」、「指圧」、「はさみもみ」、「たたき」の三つの刺激、「実験後安静」を行った。	座位	閉眼	実験 の場合
44(3), 172	各着陸操作の前に 1 分間の閉眼安静状態を保ち、心拍を安定させた。 心拍数の個人差をなくすため、安静時心拍数を 1.0 として個人ごとに各フェーズの心拍数を求めた。	座位	閉眼	
44(5), 281	シミュレーション走行中と、走行前の安静時は画面への“映り込み”を防ぐために室内灯を消灯し、それ以外では室内灯を点灯した。	座位	開眼	図 1 に「安静 1 分」との記述がある。
44(6), 336	脳波および心電図電極を装着後、座位閉眼 180s を行った。	座位	閉眼	第一実験の場合
45(1), 31	電極装着後、実験環境に慣れるため、椅座位にて 10 分間の順応を行った後に、6 分間の安静記録と主観評価を行った。	座位	開眼	
45(5), 296	実験では、電極装着後、実験環境に慣れるため、椅座位にて 10 分間の順応を行った後に、5 分間の安静記録と主観評価を行った。	座位	開眼	
46(2), 104	プレッシャーを負荷する前後において心拍数を 5 秒間隔で測定し、平均心拍数を算出した。	座位	開眼	安静心拍の測定条件の説明なし

43 巻 3 号 (2007) ~ 46 巻 2 号 (2010) まで調査し、心拍 (心電図) を測定している論文を抽出した。なお、すべて査読付論文である。

「開眼」は、安静時の説明文および実験方法等から推定した。

式を式(1)に示す。ただし、 n はデータ数、 \bar{x} は平均値である。

$$Cv = \frac{\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i} \cdots (1)$$

2.2 最大エントロピー法によるスペクトル解析

最大エントロピー法 (Maximum Entropy Method: MEM) は、確率的な方法を用いて、時系列データの周波数分析を行う手法であり、sin 関数や cos 関数の係数を直接求めるフーリエ変換 (FFT) とは異なる。フーリエ変換によるスペクトルは、観測波形データの間隔を Δt 、観測点数 (データ数) を N とすると、周波数間隔は $\Delta\omega = 1/(N\Delta t)$ の離散的な波形となり、スペクトルの分解能はこの値 $\Delta\omega$ で制限される。またデータの長さを最大波長の周期関数と仮定するため、低周波成分の検出には限界がある⁶⁾。このフーリエ変換のスペクトル分解能の欠点を補う手法に最大エントロピー法がある。最大エントロピー法は、情

報エントロピーを最大にするという考え方から、有限区間から全体の信号のスペクトルを推定する方法である。この最大エントロピー法のスペクトル算出方法 (アルゴリズム) の概略について説明する⁷⁾⁸⁾。スペクトル算出方法には、Yule-Walker 法と Burg 法によるアルゴリズムがある。短いデータからも分解能の高い安定したスペクトル推定ができるのは Burg 法である。正規確率分布に従う時系列のエントロピー H は、時系列のパワースペクトルを $S(f)$ 、周波数を $f_N = 1/(2\Delta t)$ としたとき、(2)式に比例する。ここではエントロピー H の解説 (式(2)から式(3)を導く過程) は省略するが、最大エントロピー法のスペクトルを求める際の解くべき連立方程式を(3)式に示す。

$$H \propto \int_{-f_N}^{f_N} \log S(f) df \cdots \cdots (2)$$

$$\begin{bmatrix} R_0 & R_1 & \cdots & R_m \\ R_1 & R_0 & \cdots & R_{m-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R_m & R_{m-1} & \cdots & R_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ \gamma_{m1} \\ \vdots \\ \gamma_{mm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_m \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \cdots \cdots (3)$$

ただし, $R_k (k = 0, 1, 2, \dots, m)$ は時系列データ $x_k (= x(k\Delta t))$ の自己相関関数, γ_{mk} は次数 m における自己回帰係数 (予測誤差フィルター), P_m は $m+1$ 点の予測誤差フィルターからの平均出力を表している。また, 予測誤差フィルターとは, $1, \gamma_{m1}, \gamma_{m2}, \dots, \gamma_{mm}$ を係数とする数値フィルターである。Burg 法では, 式(3)の中の $\gamma_{m1}, \gamma_{m2}, \dots, \gamma_{mm}$ と P_m の他に第 m ステップで導入される自己相関関数 R_m も未知数とする。よって, 方程式は $(m+1)$ 個であるから, 条件が一つ不足することになる。この点を解決するために, 新たな判断基準 (予測誤差フィルターに時系列 x_1, x_2, \dots, x_N を入力した場合の平均出力パワーと, 時系列の順を逆にしたもの x_N, x_{N-1}, \dots, x_1 を入力した場合の平均出力パワーの 2 つの平均出力 P_m を最小とする) を付加する。式(4)に示すように, P_m Min を解き, そして式(5)から γ_{mm} を算出する。

$$P_m = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} \left[\left(x_i + \sum_{k=1}^m \gamma_{mk} x_{i+k} \right)^2 + \left(x_{i+m} + \sum_{k=1}^m \gamma_{mk} x_{i+m-k} \right)^2 \right]}{2(N-m)} \quad \text{Min} \quad \dots \dots \dots (4)$$

$$\gamma_{mm} = - \frac{2 \sum_{i=1}^{N-m} b_{mi} b'_{mi}}{\sum_{i=1}^{N-m} (b_{mi}^2 + b_{mi}'^2)} \quad \dots \dots \dots (5)$$

ここで, $b_{mi} = b_{m-1i} + \gamma_{m-1m-1} \cdot b'_{m-1i}$
 $b'_{mi} = b'_{m-1i+1} + \gamma_{m-1m-1} \cdot b_{m-1i+1}$ の漸化式から求める。

ただし, 初期値は $b_{0i} = b'_{0i} = x_i$, $b_{1i} = x_i$, $b'_{1i} = x_{i+1}$ である。

上記で求めた γ_{mm} から, 漸化関係式(6)および(7)により, 係数 $\gamma_{m1}, \gamma_{m2}, \dots, \gamma_{mm}$ と P_m を求める。

$$\gamma_{mk} = \gamma_{m-1k} + \gamma_{mm} \cdot \gamma_{m-1m-k} \quad \dots \dots \dots (6)$$

$$P_m = P_{m-1} (1 - \gamma_{mm}^2) \quad \dots \dots \dots (7)$$

これらの係数が求まると, 観測波形の最大エントロピー法によるパワースペクトル $S(f)$ は, 式(8)で算出できる。

$$S(f) = \frac{P_m \cdot \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=1}^m \gamma_{mk} e^{i2\pi f k \Delta t} \right|^2} \quad \dots \dots \dots (8)$$

本研究で用いた最大エントロピー法による周波数解析システムが, 入力信号を的確に処理できているのを見るために, 心拍変動のスペクトル成分⁹⁾を考慮し, 0.10Hz と 0.25Hz の周波数成分を含んだ疑似データ (256 個) を用いて確認を行った。ただし, 疑似データの振幅 (パワー) は経時的に変動するようにしているため, ここでは, 周波数のみを取り上げる。図 1 に疑似データでの最大エントロピー法によるスペクトル解析の結果を示す。横軸の周波数を見ると, 0.10Hz と 0.25Hz にパワースペクトルが確認できる。周波数の誤差を算出したところ, 2.00% 以下であった。本研究で用いた最大エントロピー法によるスペクトル解析システムは, 周波数の算出を的確に処理していることが確認できる。

心拍変動解析は, R - R 間隔の時間データに対して上記の最大エントロピー法によるスペクトル解析を行い, 0.04 ~ 0.15Hz 範囲に中心周波数をもつ低周波数成分 (LF 成分) と 0.20 ~ 0.40Hz 範囲に中心周波数をもつ高周波数成分 (HF 成分) を抽出した。0.10Hz の周期を含む LF 成分は血圧変動に関連したものであり, 交感・副交感神経活動の反映を示し, 0.25Hz の周期を含む HF 成

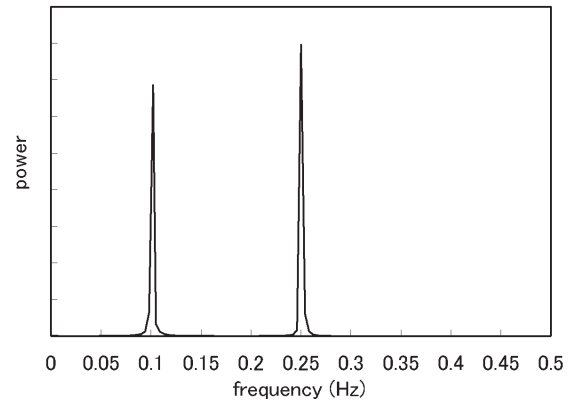


図 1 疑似データのスペクトル解析の結果 (最大エントロピー法)

分は呼吸変動に関連したもので、副交感神経活動を反映していると言われている⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾。よって、0.04Hz 以下を除く 0.04Hz～0.15Hz のパワーの総和を LF 成分、0.15Hz 以上～0.40Hz のパワーの総和を HF 成分とした¹²⁾¹³⁾。また、心拍変動の解析では、LF 成分と HF 成分の比率から交感神経活動と副交感神経活動のバランスを分析することが一般的である¹³⁾¹⁴⁾。LF / HF の増加は交感神経活動と副交感神経活動とのバランスが交感神経側に傾いていることを示し、LF / HF の低下はその逆を示すと考えられている¹⁴⁾。よって、本研究においても交感神経活動と副交感神経活動とのバランスを検討するため、LF / HF を算出した。

3. 実験内容

3. 1 被験者および R - R 間隔の測定

被験者は 21 歳から 22 歳の健康な男性 5 名である。実験前に循環機能が、過去および現在において正常であることを確認した。前日の就寝時間を午後 11 時とし、起床時間は特に定めなかった。実験当日は昼食を午前 11 時に取ることとし、午後 1 時より実験を開始した。また、カフェインやニコチン等が心拍に影響を与えられている¹⁵⁾ことから、飲食、コーヒーの摂取および喫煙を禁止した。

実験では椅子による座位による開眼と閉眼の 2 つの条件を取り上げ、R - R 間隔を測定した。R - R 間隔の測定は、心拍測定装置（T.K.K.1876a, 竹井機器工業）を使用し、2 個の正電極を被験者の胸部に装着し、もう一方の負電極を下肋部に装着する 3 電極の CM₅ 誘導法を用いた。

3. 2 実験方法

被験者に心拍測定装置を装着し、椅子に座り、楽な姿勢で安静状態を保つように指示した（図 2）。なお、ここでの“安静”とは、「楽な姿勢で四肢等を動かさずに、静かにしている状態」とした。被験者が落ち着いたのを確認した後、心拍の R - R 間隔の測定を開始した。そして、開眼および

閉眼で各 20 分間の R - R 間隔を測定した（図 3）。20 分間の R - R 間隔を測定した理由は、表 1 の「電極装着後、実験環境に慣れるため、椅座位にて 10 分間の順応を行った後に、6 分間の安静記録と主観評価を行った。」が安静 16 分間（椅子座位 10 と 6 分間の安静記録の合計）と最も長時間の安静であることから、これよりも長い 20 分間とした。被験者に緊張等を与えないため、実験者は実験室から退室し、実験室のドアを閉め、実験



図 2 実験風景（座位安静）

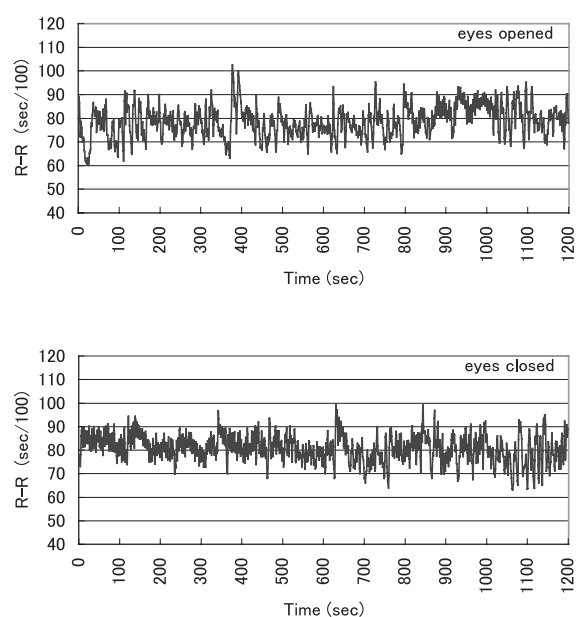


図 3 安静時の心拍（R - R 間隔）の一例（被験者 A）

室内には被験者 1 名のみとした。また、開眼では、被験者はホワイト無地の壁に向かって座り、右側面にはカーテン、左側面には窓のブラインドを閉め、視野内に余分な情報が入らないようにした（図 2）。開眼および閉眼ともに天井に設置してある照明（蛍光灯）は点灯した環境とした。なお、被験者と壁との間に置かれた机の表面照度は、1300lx、室温は 24℃、湿度 37% であった。

4 実験結果

4.1 心拍の R - R 間隔の変動について

図 4 に開眼および閉眼による座位安静時の R - R 間隔の平均（20 分間）を示す。まず、各被験者での開眼時の R - R 間隔の平均をみると、最も平均が小さい被験者 B で 63.87sec/100、最も大きい被験者 D で 93.05 sec/100 である。両者の差は約 29 sec/100（心拍数に変換すると約 29 拍 / 分）がある。また、閉眼時においても、最も平均が小さい被験者 B で 67.88 sec/100、最も大きい被験者 D で 93.27 sec/100 である。両者の差は約 25 sec/100（心拍数に変換すると約 24 拍 / 分）である。次に開眼時と閉眼時の R - R 間隔の平均を比較すると、全被験者ともに閉眼時よりも開眼時の方が、平均値が小さい（心拍数が高い）。被験者全員の平均値を算出すると、開眼時で 75.34 sec/100、閉眼時で 77.71 sec/100 であった。開眼時と閉眼時の平均を t 検定（対応がある場合）した結果、有意差が認められた（ $t=2.875$, $df=4$, $p<0.05$ ）。

図 5 に開眼および閉眼による座位安静時の R - R 間隔の変動係数（20 分間）を示す。各被験者での開眼時の R - R 間隔の変動係数をみると、最も変動係数が小さい被験者 C で 0.051、最も大きい被験者 B で 0.108 である。両者で約 2 倍の違いがある。また、閉眼時の R - R 間隔の平均をみると、最も変動係数が小さい被験者 D で 0.047、最も大きい被験者 B で 0.088 である。両者で約 1.9 倍の差違がみられる。次に開眼時と閉眼時の R - R 間隔の変動係数を比較すると、全被験者と

ともに閉眼時よりも開眼時の方が、変動係数が大きい。被験者全員の変動係数の平均値を算出すると、開眼時で 0.082、閉眼時で 0.066 であった。開眼時と閉眼時の変動係数を t 検定（対応がある場合）した結果、有意差が認められた（ $t=2.941$, $df=4$, $p<0.05$ ）。

また、座位安静時における R - R 間隔の分布のばらつき具合を確認するため、ヒストグラムを作成することにした。ただし、横軸の目盛りは区間ではなく、各 R - R 間隔の時間とした。図 5 で開眼安静時において最も変動係数が小さかった被験者 C と、開眼安静時において最も変動係数が大きかった被験者 B を取り上げることにする。図 6 に被験者 C の R - R 間隔データのヒストグラムを示す。開眼時および閉眼時ともに、左右対称の正規分布に近い分布であることがわかる。また、56 から 80 sec/100（開眼時）と 57 から 79 sec/100（閉眼時）の範囲に分布している。次に、図 7 に被験者 B の R - R 間隔データのヒストグラムを示す。開眼時および閉眼時ともに、正規分布に近い分布であり、開眼時と閉眼時では分布の広がりには大きな違いはみられない。しかし、閉眼時よりも開眼時の方が、分布の全体が左側に移動していることがわかる。また、47 から 85 sec/100（開眼時）と 50 から 83 sec/100（閉眼時）の広範囲に分布している。全被験者の R - R 間隔データの分布状況を示すため、最大値、最小値から算出した範囲を表 2 に示す。なお、範囲とは、“最大値 - 最小値”である。表 2 より、開眼時での範囲が、24 sec/100（被験者 C）から 43 sec/100（被験者 A, D）であり、平均値で 36.8 sec/100（心拍数に変換すると約 42 拍 / 分）である。また、閉眼時での範囲が、22 sec/100（被験者 C）から 37 sec/100（被験者 A）であり、平均値で 32.0 sec/100（心拍数に変換すると約 35 拍 / 分）である。開眼時と閉眼時の範囲を比較すると、全被験者ともに開眼時の方が範囲（分布）が広い。開眼時と閉眼時の範囲を t 検定（対応がある場合）した結果、有意差が認められた

座位安静時の心拍変動に関する検討 (本多 薫)

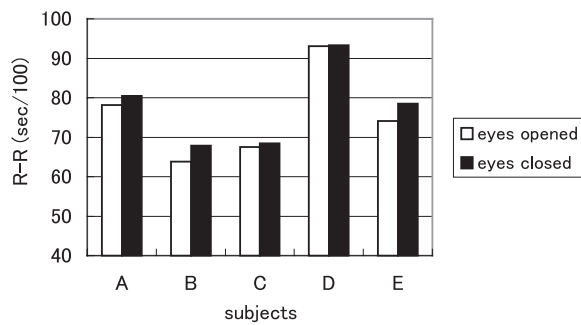


図4 各被験者の心拍 (R - R 間隔) の平均

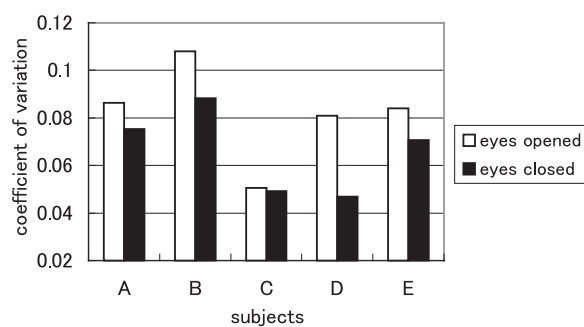
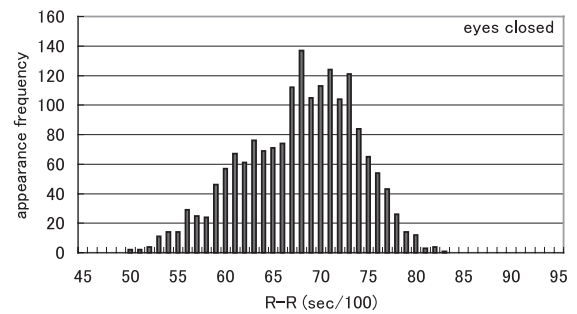
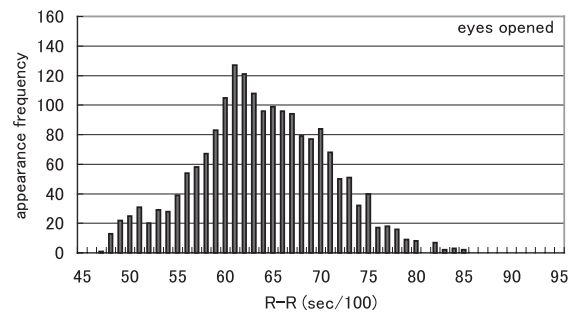
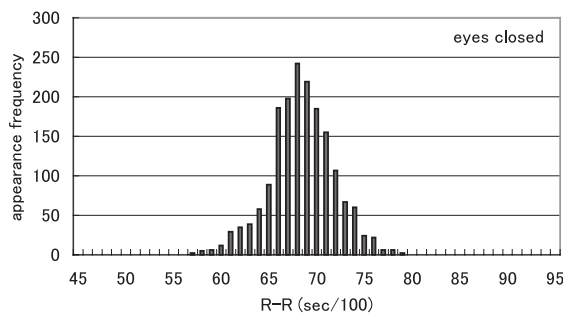
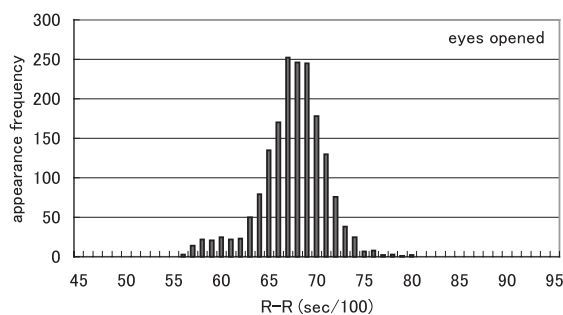


図5 各被験者の心拍 (R - R 間隔) の変動係数



(開眼安静時において最も変動係数が大きかった被験者)

図7 ヒストグラム (被験者 B)



(開眼安静時において最も変動係数が小さかった被験者)

図6 ヒストグラム (被験者 C)

表2 心拍のR - R間隔の最大値、最小値、範囲 (sec/100)

被験者	開眼時			閉眼時		
	最大値	最小値	範囲	最大値	最小値	範囲
A	103	60	43	100	63	37
B	85	47	38	83	50	33
C	80	56	24	79	57	22
D	106	63	43	105	71	34
E	92	56	36	92	58	34
平均	93.2	56.4	36.8	91.8	59.8	32.0

($t=3.639$, $df=4$, $p<0.05$)。すなわち、閉眼時よりも開眼時の方が、R - R 間隔データの分布が広く、変動が大きいといえる。

以上から、座位による安静時間 1200 秒間 (20 分間) の R - R 間隔の平均、変動係数、ヒストグラムおよび範囲を求めて、中心的傾向 (平均) と分布のばらつき具合 (変動) を確認した。その結果、心拍の R - R 間隔の平均は、被験者によ

り差異がみられ、その差は開眼時で約 29 sec/100 (心拍数で約 29 拍 / 分)、閉眼時で約 25 sec/100 (心拍数で約 24 拍 / 分) であった。また、閉眼時より開眼時の方が R - R 間隔の平均が低い (心拍数が高い)。次に分布のばらつき具合 (変動) では、変動係数、ヒストグラムおよび範囲から、安静時においても R - R 間隔が変動していることがわかった。例えば、範囲 (被験者の平均値) においては、開眼時で 36.8 sec/100 (心拍数で約 42 拍 / 分)、閉眼時で 32.0 sec/100 (心拍数で約 35 拍 / 分) の範囲で分布していることを確認した。また、閉眼時より開眼時の方が R - R 間隔の変動が大きいことを示した。

4. 2 心拍変動のパワースペクトルについて

開眼および閉眼による座位安静時の心拍の R - R 間隔データを最大エントロピー法によるパワースペクトル解析を行った (図 8)。なお、座位安静の測定時間 1200 秒間 (20 分間) を 0 ~ 256 秒、300 ~ 556 秒、600 ~ 856 秒、900 ~ 1156 秒の 4 つの時間帯に分けて、パワースペクトルを算出した。そのパワースペクトルの結果 (LF / HF) を図 9 に示す。図 9 より、開眼時における LF / HF をみると、被験者 D は、0 ~ 256 秒で 5.63 から 600 ~ 856 秒では 1.37 と約 4 倍の大きな差がみられる。また、被験者 A では、300 ~ 556 秒で 4.24 から 900 ~ 1156 秒で 2.73 と約 2 倍の差がみられる。また、閉眼時における LF / HF をみると、被験者 A では、0 ~ 256 秒で 0.47 から 900 ~ 1156 秒で 3.82 と約 8 倍の大きな差がみられる。グラフ全体 (全被験者) の傾向を見ると、開眼時および閉眼時の LF / HF を比較では、被験者 A および E 以外は、閉眼時の方が全体的に時間帯間の差異が小さい傾向がみられる。

座位安静の測定時間全体 1200 秒間 (20 分間) における LF / HF の変化を見るため、0 ~ 1024 秒間のスペクトルを算出した。その結果を図 10 に示す。開眼時の LF / HF をみると、最も大きいのが被験者 D で 3.15 であり、最も小さいのは

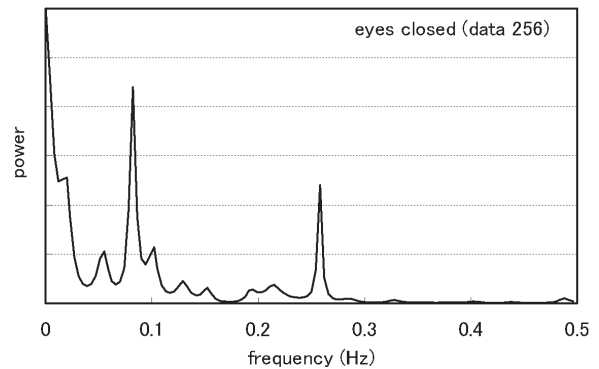


図 8 心拍変動のパワースペクトルの一例 (被験者 A)

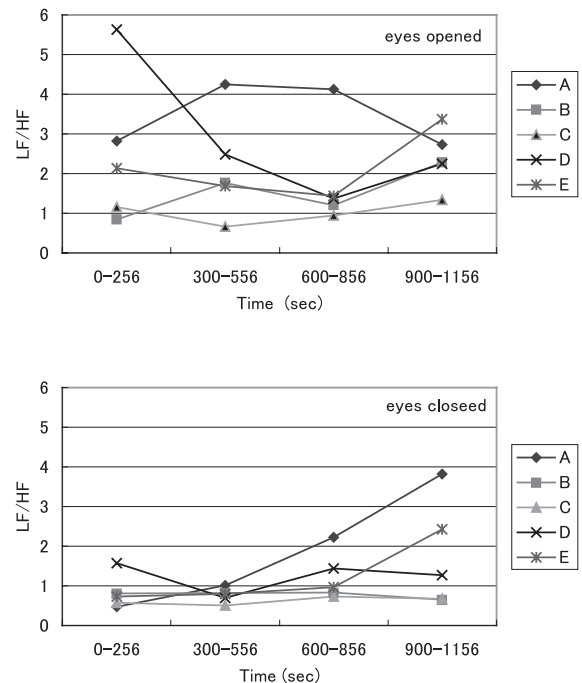


図 9 心拍変動のパワースペクトル解析 (LF / HF) の結果

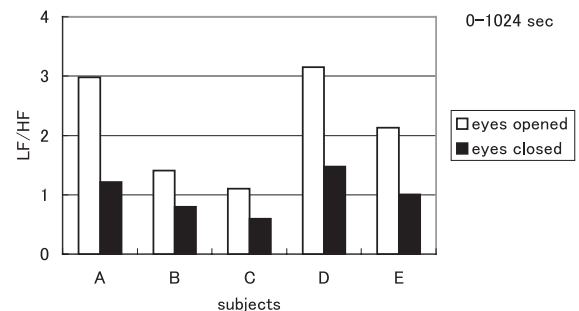


図 10 心拍変動のパワースペクトル解析 (LF / HF) の結果

被験者 C の 1.10 である。その差は約 3 倍である。また、閉眼時の LF / HF をみると、最も大きいのが被験者 D で 1.47 であり、最も小さいのは被験者 C の 0.60 である。その差は約 2.5 倍である。次に開眼時と閉眼時の LF / HF を比較すると、全被験者ともに閉眼時よりも開眼時の方が、LF / HF が高くなることが確認できる。被験者全員の LF / HF の平均値を算出すると、開眼時で 2.154、閉眼時で 1.019 であった。開眼時と閉眼時の LF / HF の差を t 検定（対応がある場合）した結果、有意差が認められた ($t=4.342$, $df=4$, $p<0.05$)。

以上より、座位による安静時間 1200 秒間（20 分間）を 4 つの時間帯に分けて、LF / HF を算出し、時間経過とともに差があるのかを確認した。その結果、開眼時においては、被験者によっては約 4 倍（開眼時）または、約 2 倍（閉眼時）の違いが見られた。また、安静時間 1200 秒間（20 分間）の全体では、開眼時と閉眼時を比較すると、開眼時の方は LF / HF が高くなることがわかった。

5. 考察

心拍を用いて生体への影響やその反応を定量的、客観的に捉えるには、作業負荷を与える前の安静時の心拍と比較し、作業負荷により心拍がどのように変化したのかを見ることが多い。しかし、人間工学の分野では、安静時における心拍の測定条件が定められていないため、研究者によって測定条件は一定ではない。実際に学術雑誌「人間工学」に掲載された論文を調査したが、座位による安静は共通していたが、測定時間や条件（開眼、閉眼など）は一定ではない（表 1）。安静とは、「静かでおちついていること」¹⁶⁾と言われるように、安静状態の心拍においても変動が小さくなり一定の値を示すものと考えがちである。また、精神的作業である単純計算中では、安静心拍数よりも 4～10 拍 / 分高くなると報告されている¹⁵⁾。今回の実験結果においては、座位安静時の R - R 間

隔の変動幅は開眼時で 36.8 sec/100（心拍数で約 42 拍 / 分）、閉眼時で 32.0 sec/100（心拍数で約 35 拍 / 分）の範囲で分布しており、安静時においても R - R 間隔が変動することが認められた。単純計算中の負荷を与えた場合でも、4～10 拍 / 分高くなることと比較しても、安静時における心拍の R - R 間隔の変動幅は大きいと考えられる。

次に心拍変動に関する先行研究では、LF 成分は血圧変動に関連したものであり、交感・副交感神経活動の反映を示し、HF 成分は呼吸変動に関連したもので、副交感神経活動を反映していると言われている⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾。また、LF 成分だけでは交感神経活動の変化を表さないが、LF/HF は交感神経活動を表すとの指摘されており¹⁴⁾、LF/HF の増加は交感神経と副交感神経とのバランスが交感神経側に傾いていることを示すと言われている¹⁴⁾¹⁷⁾。今回の実験結果においては、座位による安静時間 1200 秒間（20 分間）を 4 つの時間帯に分けて、LF / HF の経時的変化を見たが、LF / HF は、一定の値を示さず、被験者によっては約 4 倍（開眼時）または、約 2 倍（閉眼時）の差が認められた。安静心拍（脈拍）は心交感神経緊張とそれを抑制しようとする心副交感神経緊張によって保たれている¹⁸⁾が、LF / HF が大きく変化したことから、安静状態でも常に交感神経と副交感神経の調整が活発に行われているといえる。

また、人間工学分野では、コンピュータによる入力作業や工場での組み立て作業、自動車運転などを想定した作業負担が取り上げられることが多い。そのため、椅子座位による作業負担を評価することが一般的であり、安静時の姿勢も座位により心拍が測定される（表 1）。しかし、姿勢で安静時心拍は異なり、仰臥位で 51 拍 / 分、椅子座位で 61 拍 / 分となると報告⁴⁾されており、臥位よりも座位の姿勢の方が心拍数が高くなる。この姿勢の違いによる心拍数の差異は、心臓の高さと頭部や脚部の位置によって生じる血液動態の相違などが起因している⁴⁾。また、医学分野での安静は、医学的には臥位による姿勢で 30 分以上と言

われている¹⁸⁾。人間工学の分野では、作業負荷を与える前の安静時の心拍と比較し、作業負荷により心拍がどのように変化したのを見るため、安静は臥位で、作業開始で座位にすることは、姿勢を変えること自体が心拍に影響するため、臥位による安静は現実的ではない。したがって、椅子座位による安静では、心拍が高くなり変動も大きくなることを十分に考慮する必要がある。

今回の実験では、開眼時と閉眼時の R - R 間隔を測定した。特に開眼による測定では、被験者はホワイト無地の壁に向かって座り、右側面にはカーテン、左側面には窓のブラインドを閉め、視野内に余分な情報が入らないようにした。しかし、今回の実験結果においては、安静時の R - R 間隔の平均、変動係数および LF / HF とともに、閉眼時と開眼時では有意差が認められた。心拍において、開眼時と閉眼時の差違について論じている先行研究を調査したが、見つけることができなかった。だが、生体信号の中で開眼時と閉眼時について古くから多くの研究が行われているものに、脳波がある¹⁹⁾²⁰⁾。安静覚醒時正常成人の脳波は、波と波との混合から成り、波は開眼によって消失し、振幅の小さい速度（波）に置き換えられる²⁰⁾。また、覚醒状態で観察されるのは波と波であり、目を閉じて落ちついた状態では波が、目を開けて考え事をしたり、何らかに注意を向けたような状態では波が観測されやすいと言われている²¹⁾。すなわち、開眼と閉眼では覚醒レベルが異なる。心拍においても、目を開けて視覚情報が入力されると、覚醒レベルが高まり、閉眼よりも開眼の方が R - R 間隔の平均と変動係数が大きくなり、LF / HF が増加し交感神経と副交感神経とのバランスが交感神経側に傾いたものと考えられる。

以上より、安静時の心拍の変動幅は、単純計算中の負荷を与えた場合などの変化量と比較しても、大きいことが確認できた。また、安静時では閉眼よりも開眼の方が、心拍の R - R 間隔の変動が大きく、LF / HF が増加し交感神経活動が優位に

なることを示した。

安静時の心拍を基準とする場合において、考慮すべき条件としては、以下の2点が挙げられる。
（1）安静時の心拍を測定する場合には、閉眼にすることで変動を小さくする。
（2）単に作業開始直前の心拍のみを見るのではなく、安静時の心拍の経時的な変動を確認し、どの程度変動しているのかを知り、どの時点の心拍を安静心拍とするのかを検討する必要がある。

6. まとめ

本研究では座位安静時の心拍（R - R 間隔）を測定し、開眼時および閉眼時において、どの程度、心拍が変動するのかを分析し、安静時の心拍を基準とする場合において、考慮すべき条件を検討した。その結果、安静時の心拍を測定する場合には、閉眼にすることで変動を小さくするとともに、単に作業開始直前の心拍のみを見るのではなく、安静時の心拍の経時的な変動を確認し、どの時点の心拍を安静心拍とするのかを検討する必要があることを示した。

生体負担を計測する場合には、作業負荷前の安静時の心拍を基準として、作業負荷により心拍がどのように変化したのを見る必要がある。その基準となる安静時心拍は非常に重要であるにも関わらず、安静時の心拍を測定する際の条件が定められていない。開閉眼や姿勢の違いなどにより安静時の心拍変動に差異が見られることから、安静心拍を測定する際の条件を定める必要があると思われる。

謝 辞

実験実施および心拍データの整理・分析において、門間政亮 博士（元山形大学特別研究員）に多大な協力をいただきました。ここに深く感謝の意を表します。

参考文献

1) International Ergonomics Association:

- Triennial Report 2006-2009, IEA, p.6, 2009.
- 2) International Organization for Standardization: ISO 10075-1991, "Ergonomic principles related to mental work-load -- General terms and definitions", p.1-5, 1991.
- 3) 長町三生: 生活科学のための人間工学, 朝倉書店, 東京, p.35-36, 1989.
- 4) 山地啓司: 心臓とスポーツ - 心拍数による健康法, 共立出版, 東京, p.13, 1982.
- 5) 小川梢, 芝垣佑美, 萩原啓: 心拍動間隔の変動を用いた音刺激が人の心拍動間隔の変動に与える影響, 人間工学, vol.44 No.6, p.334-340, 2008.
- 6) 南茂夫, 河田聡: 科学計測のためのデータ処理入門, CQ 出版社, 東京, p.70-90, 2002.
- 7) 日野幹雄: スペクトル解析, 朝倉書店, 東京, p.210-221, 1977.
- 8) 南茂夫: 科学計測のための波形データ処理, CQ 出版社, 東京, p.166-180, 1986.
- 9) 早野順一郎: 心拍変動の自己回帰スペクトル分析による自律神経機能の評価, 自律神経, Vol.25 No.3, p.334-343, 1988.
- 10) Pomerantz, B. et al.: Assessment of autonomic function in human by heart rate spectral analysis, American Journal of Physiology, Vol.17, p.H151-H153, 1985.
- 11) Sayers, B. McA.: Analysis of heart rate variability, Ergonomics, Vol.16 No.1, p.17-32, 1973.
- 12) 小西清美, 神代雅晴, 泉博之: 初学者である助産師学生の正面介助法分娩介助技術における作業姿勢および精神的負担の検討, 人間工学, vol.42 No4, p.251-258, 2006.
- 13) 三品誠, 石田敏郎: 運転シミュレータによる動揺病の主観評価値と生理指標との相関, 人間工学, p.279-289, vol.44 No.5, 2008.
- 14) 安藤真一, 竹下彰: 心拍数のパワースペクトル, 総合臨牀, Vol.39 No.9, p.2222-2226, 1990.
- 15) 山地啓司: 運動処方のための心拍数の科学, 大修館書店, 東京, p.192-233, 1981.
- 16) 新村出編: 広辞苑第六版, 岩波書店, p.113, 2008.
- 17) Rimoldi, O., Pierini S., Ferrari A., et al.: Analysis of short-term oscillations of R-R and arterial pressure in conscious dogs, American Journal of Physiology, vol.258 No.4, p.H967-H976, 1990.
- 18) 日本自律神経学会編: 自律神経機能検査 (第3版), 文光堂, 東京, p.10-97, 2003.
- 19) 時実利彦, 藤村聞一, 島藺安雄, 佐野圭司: 新脳波入門, 南山堂, 東京, p.117-143, 1969.
- 20) 朝倉哲彦: 脳波・心電図・筋電図, 南山堂, 東京, p.44-45, 1962.
- 21) 鈴木浩明: 快適さを測る - その心理・行動・生理的影響の評価, 日本出版サービス, 東京, p.107-108, 1999.

A Study on Heart Rate Variability at Rest in a Sitting Position

HONDA Kaoru

(Associate Professor, Psychology & Information, Cultural Systems Course)

To adequately grasp both physical strain and reaction quantitatively and objectively, it is necessary to compare heart rate variation before and after starting a task with the heart rate at rest before a given task has started. This study measured the heart rate interval (R-R interval) at rest in a sitting position, and also analyzed to what extent the heart rate varied between eyes-opened and eyes-closed status. The considerable conditions are then accounted for if the heart rate at rest is used as a reference. Results indicated that when the heart rate at rest is measured, the eyes should be closed to reduce rate variation. In addition, temporal variation of the heart rate at rest should also be checked, in addition to the heart rate just before the start of the workload in order to determine what rate should be used as, "the heart rate at rest".

Keywords: heart rate variability, rest, R-R interval, eyes-opened, eyes-closed